

(12) NACH DEM VERFAHREN ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
4. März 2004 (04.03.2004)

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2004/017878 A1

(51) Internationale Patentklassifikation⁷: A61F 9/01, 9/013

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): QUINTIS GMBH [DE/DE]; Henkestrasse 91, 91052 Erlangen (DE).

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2003/009078

(22) Internationales Anmeldedatum:
16. August 2003 (16.08.2003)

(72) **Erfinder; und**
 (75) **Erfinder/Anmelder (nur für US): VAN DER HEYD, Gerd** [DE/DE]; Frankenweg 10, 91325 Adelsdorf (DE). **HARRER, Michael** [DE/DE]; Mittelmembach 11, 91093 Hessdorf (DE). **LANGENBUCHER, Achim** [DE/DE]; Brucker Weg 10, 91054 Buckenhof (DE). **FRANKENBERGER, Reinhold** [DE/DE]; Jakobstrasse 5, 91466 Gerhardshofen (DE).

(25) Einreichungssprache: Deutsch

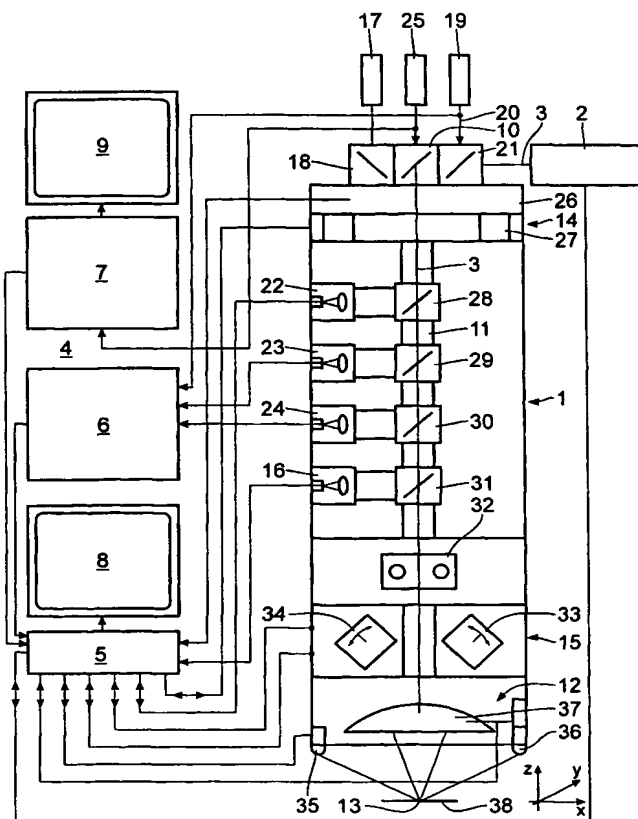
(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
102 37 945.9 20. August 2002 (20.08.2002) DE

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: LASER-BASED DEVICE FOR NON-MECHANICAL, THREE-DIMENSIONAL TREPANATION DURING CORNEA TRANSPLANTS

(54) Bezeichnung: LASERBASIERTE VORRICHTUNG ZUR NICHTMECHANISCHEN, DREIDIMENSIONALEN TREPATION BEI HORNHAUTTRANSPLANTATIONEN



(57) Abstract: The invention relates to a laser-based device for non-mechanical, three-dimensional trepanation during cornea transplants, said device comprising a computer assisted control and regulation unit (4) provided with at least one control computer (5, 6, 7) and at least one display unit (8, 9), a laser source (2) for generating a working laser beam (3), and a multisensor processing head (1) into which the following items are integrated: an axial beam positioning system (11) into which the working laser beam (3) can be coupled, a focal point tracking unit (12) for the displacement of the focal point (13) of the working laser beam (3) into position z, an x-y scanner unit (14, 15) for the displacement of the working laser beam (3) into positions x and y, an eye position sensor unit (23, 24, 35, 36) for detecting the position of the eye, and a plasma sensor unit (16, 25) for detecting the plasma light occurring during the cornea trepanation.

(57) Zusammenfassung: Eine laserbasierte Vorrichtung zur nichtmechanischen, dreidimensionalen Trepanation bei Hornhauttransplantationen umfasst eine Computer-gestützte Steuer- und Regeleinheit (4) mit mindestens einem Steuerrechner (5, 6, 7) und mindestens einer Anzeige einheit (8, 9), eine Laserquelle (2) zur Erzeugung eines Arbeitslaserstrahls (3), sowie einen Multisensor-Bearbeitungskopf (1), in den integriert sind: eine axiale Strahlführung (11), in die der Arbeitslaserstrahl (3) einkoppelbar ist, eine Fokussachführeinheit (12) zur z-Positionsverstellung des Fokus (13) des Arbeitslaserstrahls (3), eine x-y-Scannereinheit (14, 15) zur x-y-Positionsverstellung des Arbeitslaserstrahls (3),

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



(74) **Anwälte:** HÜBNER, Gerd usw.; Königstrasse 2, 90402 Nürnberg (DE).

TM), europäisches Patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(81) **Bestimmungsstaaten (national):** AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht
- vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen

(84) **Bestimmungsstaaten (regional):** ARIPO-Patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ,

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

Laserbasierte Vorrichtung zur nichtmechanischen, dreidimensionalen Trepanation bei Hornhauttransplantationen

Die Erfindung betrifft eine laserbasierte Vorrichtung zur nichtmechanischen, dreidimensionalen Trepanation bei Hornhauttransplantationen. Eine solche Vorrichtung soll insbesondere für das Schneiden von selbstdichtenden, selbstverankernden Gewebescheibchen für die Hornhauttransplantation sowie für die Präparation von Hornhautlamellen angrenzend an die Hornhautrückfläche (PLAK), die Vorderfläche (lamelläre Keratoplastik) oder innerhalb der Hornhaut dienen.

Zum Hintergrund der Erfindung ist der Stand der augenchirurgischen Technik bei der Hornhauttransplantation im Zusammenhang mit Vorrichtungen für die Gewinnung der Spender-Empfänger-Hornhäute kurz wie folgt zu erläutern:

Die klassische Implantationstechnik sieht ein mechanisches Trepanationsverfahren mittels Keratom bzw. Rundskalpell vor. Bei der Hornhauttransplantation wird dem Spender ein rundes Scheibchen von ca. 7-8 mm Durchmesser entnommen und beim Empfänger an der äquivalenten Stelle platziert und eingenäht.

Die mechanische Variante hat die größte Verbreitung, jedoch den Nachteil, dass nur kreisförmige Schnitte senkrecht zum Gewebe möglich sind und dass bei der Gewinnung des Hornhautscheibchens Druckkräfte aufgebracht werden müssen, die zu mechanischen Deformationen und damit zu Schnittunregelmäßigkeiten führen. Diese Druckkräfte in Verbindung mit Traktionskräften der Haltenähte beim Einnähen des Transplantats führen häufig zu persistierenden Gewebespannungen und subsequent zu optischen Ver-

zerrungen, die nur schwer mit einer Brille oder Kontaktlinsen ausgeglichen werden können.

Das Gerät verfügt über keinerlei Sensorik oder Positionsrückkopplung. Die

- 5 Qualität des gewonnenen Transplantats hinsichtlich exakt definierter und reproduzierbarer Schnittgeometrie und glatter Schnittflächen ist einzig und allein vom Operateur abhängig, eine Reihe zufälliger Einflüsse beeinträchtigen also das Ergebnis.
- 10 Nicht mechanische Trepanationsverfahren sind laserbasiert und arbeiten mit einem Excimer- oder Erbium:YAG-Laser, sind jedoch derzeit noch weniger verbreitet. Sie vermeiden die mechanische Deformierung, jedoch besteht die Gefahr, dass der vergleichsweise energiereiche Laserstrahl das Schnittareal erwärmt und hier zu thermischen Schädigungen führt. Auch
- 15 bei diesen Verfahren können gerade Schnitte in nahezu beliebigen Winkeln zur Oberfläche durchgeführt werden, Hinterschneidungen können auch mit dieser Systemtechnik nicht erzeugt werden.

- Diese Systeme sind meist mit einer Sensorik und nachgeschalteten bildverarbeitenden Trackingsystemen ausgestattet, die bis zu einer Frequenz von
- 20 200 Hz Bewegungen des zu bearbeitenden Objektes erfassen und mit einer Reaktionszeit von größer als 5 ms die Bearbeitungsposition nachführen. So lassen sich derzeit auf dem Markt befindliche Laser adäquat repositionieren.

25

Bei PLAK-Verfahren wird zum Entfernen der geschädigten Lamelle auf der Hornhautrückseite vergleichbar der Hornhauttransplantation ein Scheibchen aus der Hornhaut des Patienten herausgeschnitten und anschließend davon eine hintere Lamelle abpräpariert. Anschließend wird

anstelle des entfernten Volumenelements ein Transplantat auf der Rückfläche des Scheibchens aufgesetzt, vernäht und das gesamte Scheibchen mit Transplantation wieder in die Wunde des Patienten eingenäht.

- 5 Zum druckschriftlichen Stand der Technik ist auf verschiedene Veröffentlichungen hinzuweisen. So offenbart die US 2001/0010003 A1 ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Hornhautchirurgie, wobei kurze Laserpulse mit flacher Ablationstiefe verwendet werden. Die Vorrichtung zeigt dabei verschiedene Basiskomponenten von Bearbeitungssystemen für die Cor-
- 10 nea-Behandlung, wie eine zentrale, Computer-gestützte Steuer- und Regelungseinheit, eine entsprechende Laserquelle und eine Strahlführung für den Arbeitslaserstrahl. Jeder Puls wird durch ein steuerbares Laser-Scanner-System in seine Soll-Position gerichtet, wobei die Laserpulse und die in die Hornhautoberfläche eingebrachte Energie so verteilt werden, dass die O-
- 15 berflächenrauigkeit innerhalb eines vorgegebenen Bereiches gesteuert wird. Ferner ist ein Laserintensitätssensor und eine Einstellvorrichtung für die Strahlintensität vorgesehen, sodass ein konstantes Energieniveau während einer Operation aufrechterhalten wird. Die Augenbewegung während der Operation wird durch eine entsprechende Kompensation der Strahlposi-
- 20 tion korrigiert, wozu ein Positionserkennungssystem für das Auge vorgesehen ist.

Das System gemäß der vorstehenden Druckschrift zeigt das Problem, dass keine exakte und empfindliche Überwachung der Schneidtiefe des Arbeits-

25 laserstrahles stattfindet. Dies ist bei dem der vorbekannten Operationsvorrichtung in erster Linie zugrundeliegenden Zweck einer oberflächlichen Hornhautabtragung kein hochrelevanter Parameter. Beim völligen Durchtrennen der Hornhaut, wie es bei der Trepanation stattfindet, wird dieses Problem jedoch akut.

Ferner ist festzuhalten, dass der druckschriftliche Stand der Technik zwar Grundaufbauten von lasergestützten augenchirurgischen Systemen zeigt, in der komplexen Ausprägung sind diese Systeme bisher jedoch als Labor-
5 aufbauten auf optischen Bänken realisiert. Für den breitangelegten praktischen Einsatz sind derartige Systeme nicht geeignet.

Weitere Druckschriften, die lasergestützte augenchirurgische Systeme zeigen, sind die US 6 325 792 B1 und die US 5 984 916 A.

10

Zum technologischen Hintergrund ist auf weiteren Stand der Technik zu verweisen. So zeigt die DE 199 32 477 C2 eine Vorrichtung zur Fototherapie im Auge, insbesondere zur Fotokoagulation bestimmter Stellen am Augenhintergrund. Dabei wird in spezifischer Weise das durch die Material-
15 änderung im Folge der Laserbestrahlung hervorgerufene akustische bzw. optische Signal vom sogenannten thermoelastischen Signal getrennt, das nur Informationen über Materialeigenschaften enthält. Zur Erzeugung von auswertbaren Messsignalen werden chemische Reaktionen, Ablation, Faserübergänge und u. a. auch Plasmabildung angegeben.

20

Die EP 0 572 435 B1 offenbart eine Vorrichtung zur ab-externo-Sklerostomie, bei der ein Laserstrahl über einen Lichtleiter in das Auge eingebracht wird. Das unmittelbar vor dem Lichtleiterende befindliche Material verdampft bei der Bearbeitung und bildet eine Gas- oder Plasmabla-
25 se. Diese Blase zerfällt nach einer gewissen Zeit und wird durch neue Flüssigkeit oder neues Material ersetzt. Die Zerfallszeit dieser Blase stellt ein Unterscheidungskriterium dafür dar, ob sich das Lichtleiterende innerhalb der Augenkammer befindet oder nicht. Damit lässt sich die Bearbeitung im Grenzschichtbereich zwischen Gewebe und Flüssigkeit überwachen.

Der Erfindung liegt nun die Aufgabe zugrunde, eine laserbasierte Trepanationsvorrichtung so zu verbessern, dass mit einem kompakten, leicht bedienbaren Operationssystem hochpräzise Trepanationsergebnisse im Hornhautbereich erzielbar sind. Insbesondere liegt der Erfindung die Zielsetzung zugrunde, eine Systemtechnik mit integrierter Sensorik zu entwickeln, welche die Generation dreidimensionaler Schnittgeometrien ermöglicht, mit denen selbstdichtende und selbstverankernde Transplantate möglichst optimal eingesetzt werden können.

10

Diese Aufgabe wird laut Kennzeichnungsteil des Anspruchs 1 dadurch gelöst, dass als Herzstück der laserbasierten Trepanationsvorrichtung ein Multisensor-Bearbeitungskopf vorgesehen ist, in den die relevanten Strahlführungskomponenten und Sensorikeinheiten integriert sind. Entsprechend

15 weist der Multisensor-Bearbeitungskopf auf:

- eine axiale Strahlführung, in die der Arbeitslaserstrahl einkoppelbar ist,
- eine Fokuspachführeinheit zur z-Positionsverstellung des Fokus des Arbeitslaserstrahls,
- 20 - eine x-y-Scannereinheit zur x-y-Positionsverstellung des Arbeitslaserstrahls,
- eine Augenpositions-Sensoreinheit zur Erfassung der Lage des Auges, und
- eine Plasma-Sensoreinheit zur Erfassung des bei der Hornhaut-
- 25 Trepanation auftretenden Plasmaleuchtens.

Die Unteransprüche kennzeichnen vorteilhafte Weiterbildungen der Trepanationsvorrichtung, die mit ihren entsprechenden Funktionalitäten und

Vorteilen anhand der Beschreibung des Ausführungsbeispiels zur Vermeidung von Wiederholungen näher erläutert werden.

- Zusammenfassend ist festzuhalten, dass die erfindungsgemäße Trepanationsvorrichtung einen lasergestützten Bearbeitungskopf aufweist, der mit Sensoren für die Lageerkennung des zu bearbeitenden Objektes, Abstandsmessung zum Objekt, Plasma- und Fokuslagenerkennung, Laserleistungsregelung sowie mehreren Linear- bzw. Kippachsen ausgestattet sein kann und damit eine hochpräzise, positionsrückgekoppelte dreidimensionale Trepanation von Geweben ermöglicht. Mit dem Sensorkopf ist es möglich, sowohl in Empfänger- als auch Spendergewebe (insbesondere Empfänger- und Spenderhornhäute) passgenaue Hinterschneidungen (Schloss-Schlüssel-Prinzip) zu erzeugen, die durch Ihren geometrischen Aufbau oder die Unterstützung des von innen angreifenden Augendruckes eine selbstdichtende Funktion aufweisen. Auch kann die Spenderhornhaut in der Empfängerhornhaut so verankert werden, dass ein nachträgliches Einnähen des Spenderscheibchens nur noch beschränkt notwendig wird oder gänzlich entfällt. Weiter ist es möglich, durch eine Fokussierung auf die Hornhautrückseite und einer Fokusnachführung über das Schnittprofil flächig ein geschädigtes Areal oder Volumenelement zu entfernen. Das abgetrennte Volumenelement kann über einen in die Lederhaut eingebrachten Schnitt entfernt und gleichzeitig kann ein homologes oder artifizielles Volumenelement über diesen Schnitt eingefügt und selbsthaftend integriert werden.
- Weitere Merkmale, Vorteile und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung, in der ein Ausführungsbeispiel anhand der beigelegten Zeichnung näher erläutert wird. Es zeigen:

- Fig. 1 eine schematische Systemdarstellung einer laserbasierten Trepanationsvorrichtung,
- Fig. 2 und 3 vergrößerte schematische Schnitte durch eine Empfänger/Spender-Hornhaut in einem ersten Anwendungsfall,
- 5 Fig. 4 und 5 schematische Schnitte durch eine Empfänger/Spender-Hornhaut in einem zweiten Anwendungsfall,
- 10 Fig. 6 eine Draufsicht auf eine Empfänger/Spender-Hornhaut in einem dritten Anwendungsfall, und
- Fig. 7 einen Radialschnitt durch die Hornhaut entlang der Schnittlinie VII-VII nach Fig. 6.
- 15
- Das in Fig. 1 dargestellte Gesamtsystem der laserbasierten Trepanationsvorrichtung weist als Kernstück einen als Ganzes mit 1 bezeichneten Multisensor-Bearbeitungskopf auf, dem eine Laserquelle 2 zur Erzeugung eines Arbeitslaserstrahls 3 und eine als Ganzes mit 4 bezeichnete Steuer- und
- 20 Regeleinheit zugeordnet ist. Letztere weist – wie im Folgenden noch näher erläutert wird – drei Steuerrechner 5, 6, 7 sowie zwei Displays 8, 9 in Form z. B. üblicher Monitore auf.
- Im Folgenden wird der Multisensor-Bearbeitungskopf näher erläutert. So
- 25 wird der Arbeitslaserstrahl 3 über ein Umlenkprisma 10 in die die optische Achse des Multisensor-Bearbeitungskopfes 1 definierende Strahlführung 11 eingekoppelt. Das dem Umlenkprisma 10 entgegengesetzte Ende der Strahlführung 11 markiert dabei eine Fokusnachführeinheit 12, die den Fo-

kus 13 des Arbeitslaserstrahls 3 in der so definierten z-Position entlang der in Richtung der Strahlführung 11 verlaufenden z-Richtung verstellt.

Die x-y-Positionsverstellung des Arbeitslaserstrahls 3 übernimmt eine
5 zweistufige x-y-Scannereinheit, die aus einer Grobverstelleinheit 14 am Einkoppelende der Strahlführung 11 und einer Feinverstelleinheit 15 am Behandlungsobjekt-seitigen Ende der Strahlführung 11 zusammengesetzt ist.

- 10 Dem Multisensor-Bearbeitungskopf sind weitere Beleuchtungseinheiten zugeordnet, nämlich zum einen ein Justierlaser 17, der über ein in x-y-z-Richtung positionierbares Umlenkprisma 18 koaxial in die optische Achse der Strahlführung 11 eingekoppelt wird. Der Justierlaser 17 emittiert Strahlung in einem für das Auge sichtbaren Wellenlängenbereich und dient dem
15 Operateur für die Grobpositionierung des Multisensor-Bearbeitungskopfes 1. Die für das Prisma 18 eingesetzten Justiereinheiten haben einen Arbeitsbereich von 5 mm bei einer Positioniergenauigkeit von $\pm 0,01$ mm.

- Ferner ist eine Infrarot-Beleuchtungseinheit 19 vorgesehen, deren Infrarot-
20 Strahl 20 ebenfalls „on axis“ über ein in x-y-z-Richtung justierbares Umlenkprisma 21 in die Strahlführung 11 eingekoppelt wird. Sie dient einer kontraststarken Beleuchtung der Pupille, was weiter unten erörterte Vorteile mit sich bringt. Für die IR-Beleuchtungseinheit 19 können beispielsweise IR-Laserdioden eingesetzt werden, wobei die Variation der Beleuchtungsstärke über eine Strom- oder Spannungsregelung realisierbar ist.
25

In den Multisensor-Bearbeitungskopf 1 sind ferner verschiedene Kamera- und Sensoreinheiten integriert, die an dieser Stelle der Übersichtlichkeit

halber lediglich aufgelistet und im Folgenden noch näher erörtert werden. So ist nach der Grobverstelleinheit 14 ein Laserleistungssensor 22 vorgesehen. Danach folgen in der Strahlführung 11 zwei CCD-Zeilencameras 23, 24, die einen Teil einer Augenpositions-Sensoreinheit bilden. Diese CCD-Zeilencameras 23, 24 bestimmen on-line die Position der Pupille oder eines eigens für den Eingriff aufgetragenen Markers auf der Hornhaut oder der Lederhaut des Auges. Sie bestehen aus zwei IR-empfindlichen Hochgeschwindigkeits-Zeilencameras, deren Zeilenausrichtung orthogonal zueinander angeordnet und in den Strahlengang eingekoppelt sind. Die Kameras haben eine Auflösung von 8192 Pixeln auf dem ca. 20 – 25 mm großen Bildausschnitt des Auges. Daraus ergibt sich eine Positionsungenauigkeit kleiner 10 mm. Die Kameras liefern mehr als 250 Zeilen pro Sekunde, die in Echtzeit ausgewertet werden, so dass alle spontanen Augenbewegungen - auch schnelle Sakkaden während der Operation - erfasst werden. Die Daten werden über RS422-Schnittstellen oder CameraLink-Schnittstellen in die Rechneinheit 6 geführt, die als Lagebestimmungsrechner fungiert.

Die Daten der Kameras werden über diesen Rechner 6 ausgewertet und mit modernen Verfahren der digitalen Bildanalyse die Position des Auges in der x-y-Ebene extrahiert. Dabei wird der vergleichsweise starke Kontrast zwischen Regenbogenhaut und Pupille ausgenutzt, der durch die IR-Beleuchtungseinheit 19 generiert wird. Durch die Rückstreuung der IR-Beleuchtung an der Netzhaut erscheint die Pupille in den Zeilendaten der Kameras 23, 24 deutlich heller und scharf begrenzt gegenüber der Iris. Auf die IR-Beleuchtung abgestimmte Filter vor den Objektiven der Zeilencameras 23, 24 verhindern den Einfluss von Umgebungslicht auf die Messergebnisse und stellen den adäquaten Kontrast zwischen Iris und Pupille für eine sichere Detektion der Strukturen sicher. Die so bestimmten Positions-

daten werden an die Computersteuerung übermittelt und im Falle einer Positionsänderung zur Korrektur der Strahlposition herangezogen.

Statt der bereits erwähnten Plasmasensor 16 oder zusätzlich ist eine CCD-Flächenkamera 25 vorgesehen, um mittels moderner digitaler Bildverarbeitung die Qualität des Plasmas zu detektieren und zu analysieren. Das Plasma des oben beschriebenen Lasers zündet bei der Einkopplung in Gewebe, nicht aber in Wasser, speziell im Kammerwasser hinter dem Endothel der Hornhaut. Damit ergibt sich eine Kontrollmöglichkeit, ob sich der Fokus 13 des Arbeitslaserstrahls 3 in der Vorderkammer oder im Hornhautgewebe lokalisiert. Dies ist wichtig, um das vollständige Durchtrennen der Hornhautlamellen bei der durchgreifenden Hornhauttrepanation zu überwachen. Mit der CCD-Flächenkamera 25 wird orts aufgelöst das Leuchten des Plasmas detektiert. Der Vergleich der Aufnahme der Kamera 25 mit und ohne Plasmaleuchten lässt Rückschlüsse darüber zu, ob das Gewebe vollständig durchtrennt wurde. Falls nicht vollständig trepaniert wurde - das Plasmaleuchten also nach wie vor sichtbar ist - koppelt der Laserstrahl erneut an dieser Position ein und durchtrennt die überständigen Gewebereste. Sobald kein Plasmaleuchten mehr detektiert werden kann, ist das Gewebe vollständig durchtrennt, und der Schneidprozess wird gestoppt.

Die Kamera 25 ist in der Lage, mehr als 250 Bilder pro Sekunde zu liefern bei einer Auflösung von 768 x 560 Pixeln und übermittelt die gewonnenen Bilddaten den Rechner 7, der als Steuerrechner die Auswertung vornimmt und entsprechend der Pupillenkontur und den aus der Plasmadetektion gewonnenen Daten den Laser steuert. Vor der Kamera befindet sich ein Filter, der auf das Plasmaleuchten von Hornhautgewebe hin abgestimmt ist.

Falls keine orts aufgelöste Bestimmung des Plasmaleuchtens nötig ist, braucht nur der Plasmasensor 16 eingesetzt zu werden.

Die Steuerung des Arbeitslaserstrahls 3 in seiner x-y-Position erfolgt – wie bereits oben angerissen wurde – einerseits durch die Grobverstelleinheit 14, die aus einer x-Achsen-Vorpositioniereinheit 26 und einer y-Achsen-Vorpositioniereinheit 27 besteht. Bei diesen beiden Vorpositioniereinheiten 26, 27 kann es sich um auf den entsprechenden Achsen montierte Umlenkspiegel handeln, wobei die beiden Vorpositioniereinheiten aus zwei Linearachsen, einer Linear- und einer Kippachse, zwei Kippachsen oder auch aus zwei rotatorischen Achsen aufgebaut werden kann. Die Positioniergenauigkeit der Achsen liegt bei ca. $\pm 0,1$ mm. Nach der Grobjustage, die mit Hilfe des in die Strahlführung 11 eingebrachten Strahls des Justierlasers 17 erfolgen kann, werden diese Achsen blockiert, um eine unbeabsichtigte Verstellung bei der Feinjustage bzw. bei der Augenvermessung auszuschließen.

Die Bilddaten der CCD-Flächenkamera 25 werden im Übrigen dazu benutzt, die Kontur der Pupille zu ermitteln. Zu Beginn eines Trepanationsvorgangs wird die Kontur der Pupille mit Hilfe von Kantendetektionsfiltern auf dem Rechner 7 bestimmt. Die Konturdaten gehen in die Berechnung der Lage der Pupille in der x-y-Ebene ein, um Abweichungen von der ideal-kreisrunden Form der Pupille zu kompensieren.

Der erwähnte Laserleistungssensor 22 erfasst zur Erreichung eines optimalen Bearbeitungsergebnisses die Laserleistung während der Bearbeitung und ermöglicht so eine gezielte Leistungsregelung. Dazu wird über eine in der Strahlführung 11 on-axis eingebaute Auskoppellinse 28 ca. 1 bis 5 %

der Laserleistung ausgekoppelt und mit dem Sensor 22 erfasst. Das darüber gewonnene Signal wird als Stellgröße für eine Echtzeit-Leistungsregelung des Arbeitslaserstrahls 3 sowie zu statistischen Zwecken genutzt. Dazu ist der Laserleistungssensor 22 mit dem zentralen Steuerrechner 5 über eine
5 entsprechende Schnittstelle gekoppelt.

Die bereits erwähnten CCD-Zeilencameras 23, 24 und der fakultative Plasmasensor 16 werden ebenfalls über Auskoppellinsen 29 bis 31 mit den entsprechenden Signalen aus der Strahlführung 11 versorgt.

10

Im weiteren Verlauf der Strahlführung in Richtung zum Bearbeitungsort ist ein Operationsmikroskop 32 in die Strahlführung 11 eingekoppelt, mit dem der Trepanationsvorgang in gewohnter Weise durch den Operateur beobachtet und überwacht werden kann.

15

Die bereits erwähnte Feinverstelleinheit 15 kann prinzipiell geschachtelte, einachsige oder mehrachsige rotatorische Achsen (z.B. galvanische Scanner) mit begrenzter Dynamik oder Piezoaktuatoren (Linearachsen mit Übersetzung oder Kippachsen) als Systeme mit extrem hoher Dynamik
20 oder auch Kombinationen aus beiden für die Strahlumlenkung mit Spiegeln oder Prismen verwenden. Da für die erfindungsgemäßen Anwendungen ein geringer Arbeitsbereich abgedeckt werden muss, werden in den Strahlengang eingekoppelte Spiegel-Kippsysteme 33, 34 mit Piezoantrieb eingesetzt, die den Strahl 3 für die Feinbearbeitung in der x-y Ebene ablenken.
25 Gestapelte Piezoaktuatoren sorgen für den benötigten und für Piezoaktuatoren vergleichsweise hohen Kippwinkel von +/- 2 Grad. Weiteres Kriterium ist die hohe Resonanzfrequenz von über 1 kHz sowie die sehr hohe Positioniergenauigkeit von 0,1% bei einer Reproduzierbarkeit von 0,04% und einer extrem hohen Linearität der Kippachsen über den Stellbereich.

- Der Multisensor-Bearbeitungskopf 1 ist an seinem unteren Ende weiterhin mit zwei Laserabstandssensoren 35, 36 versehen, von denen der eine den Abstand zum Zentrum der Hornhaut bestimmt, während der andere den
- 5 Abstand eines Punktes im Randbereich der Hornhaut misst. Die Laserabstandssensoren 35, 36 arbeiten z.B. nach dem Triangulationsprinzip mit einem schwachen Laserstrahl im nahen Infrarotbereich (ca. 810-1200 nm). Beide Sensoren 35, 36 liefern mit einer Ausgangsfolgefrequenz von 1 kHz Abstandsmesswerte zur Hornhaut. Aus diesen 2 Abstandswerten wird mit
- 10 Hilfe des zentralen Steuerrechners 5 die Position des Auges zum Bearbeitungskopf 1 bestimmt. Die Genauigkeit der Sensoren liegt bei ca. 10 mm. Mit Hilfe der Messwerte in der x-y-Ebene aus dem Lagebestimmungssystem 23, 24 und den Messwerten der beiden Abstandssensoren 35, 36 bestimmt der Lagebestimmungsrechner 6 die Lage des Auges in drei Raum-
- 15 richtungen. Dabei wird falls vorhanden auf vorher ermittelte Daten über die Hornhauttopographie und die Hornhautdicke zurückgegriffen. Sind keine Topographiedaten vorhanden, wird für die Geometrie der Hornhautgrenzflächen für eine Modellierung eine sphärische Oberfläche vorausgesetzt.
- 20 Der zentrale Rechner 5 realisiert die Fokuspachführung des Systems. Prinzipiell sind zwei Systemtechniken anwendbar, nämlich eine Fokuspachführung mittels adaptiver Optik oder durch Verschieben einer telezentrischen Fokussierlinse. Die adaptive Optik kann als transmissives Element (mittels Linsen) oder als reflektives Element (mittels Spiegel) aufgebaut werden.
- 25 Kennzeichnend bei beiden Systemen ist, dass durch Druckbeaufschlagung der Linse bzw. des Spiegels die Linsen- bzw. Spiegelkrümmung verändert wird und dadurch eine Verlagerung des Fokuspunktes einhergeht. Die Erfindung verwendet bevorzugt die Fokuspachführung durch Verschieben einer telezentrischen Fokussierlinse 37. Dabei wird die in der z-Ebene ver-

schiebbar angeordnete Linse 37 mit einer festen Brennweite in Abhängigkeit von der Position des Spiegelkippsysteme 33, 34 der Feinverstell-Einheit 15 derart verschoben, dass vorgegebene Profile im Raum mit dem Fokus der Laserquelle abgerastert werden.

5

Die Steuerung der Fokussierlinse wie der Kippsysteme 34, 34 kann mit nicht näher dargestellten Positionsrückkopplungsausgängen zur Positionskontrolle dieser Komponenten versehen sein.

- 10 In den Steuervorgang geht ferner korrigierend die mit Hilfe des Lagebestimmungssystems 23, 24 und den Abstandssensoren 35, 36 gewonnene Position des Auges ein. Die Positionen jeder Spiegelachse der Scanning-Einheit werden während der Fokuspachführung rückgekoppelt, vom zentralen Steuerrechner 5 überwacht und gegebenenfalls korrigiert.

15

Die eingangs erwähnten Displays 8, 9 bestehen aus einem mit dem zentralen Steuerrechner 5 verbundenen Monitor 8, der Planungs-, Überwachungs- und Simulationsbilder und -daten zur Anzeige bringt.

- 20 Das zweite Display 9 ist mit dem mit der CCD-Flächenkamera 25 gekoppelten Steuerrechner 7 verbunden und kann ein Livebild bzw. die Augenposition zur Darstellung bringen.

- 25 Mit dem erörterten Trepanationssystem ist es möglich, eine hintere Lamelle der Hornhaut zu entfernen, ohne dem Patienten durchgreifend ein Scheibchen der Hornhaut temporär zu entfernen. Es wird lediglich ein zusätzlicher Schnitt in der Lederhaut des Patientenauges vergleichbar einem

Kataraktzugang erforderlich, durch den die Lamelle entnommen bzw. das Implantat eingebracht und justiert werden kann.

5 Besonders für diese Technologie ist eine hochpräzise Sensorik und Lasersteuerung erforderlich. Um Lamellen in unterschiedlicher Dicke schneiden zu können, muss bei extrem kurzer Tailenlänge des Lasers die Fokusslage exakt definiert und kontrolliert werden.

10 Zusammenfassend lässt sich mit keinem der Systeme nach dem Stand der Technik eine selbstdichtende, sich selbst verankernde Struktur in Hornhäute schneiden, so dass das anschließende Einnähen des Transplantats deutlich reduziert werden kann oder völlig entfällt. Weiter ist es mit keinem der früheren Systeme mit vernünftigem Aufwand möglich, die Hornhautrückseite lamellär zu bearbeiten, ohne die Hornhautvorderseite zu schädigen.

15 Die Anwendung der erfindungsgemäßen Trepanationsvorrichtung ist anhand der Fig. 2 bis 7 näher zu erläutern. So zeigen die Fig. 2 und 3 radiale Teilschnitte durch den Hornhautbereich 38 des Auges, wobei die verbliebene Empfängerhornhaut 39 an ihrem Rand sägezahnförmige (Fig. 2) bzw. 20 wulstartige (Fig. 3) Erhebungen 40 aufweist, die in der Spenderhornhaut 41 entsprechende negativ geformte Ausnehmungen 42 finden. Die gesamte Struktur läuft in einem Winkel w von ca. 45° durch die Dicke der Hornhaut 38, wie in beiden Figuren angedeutet ist, sodass durch den Augeninnendruck p (s. Pfeile in Fig. 2 und 3) die Verzahnungen zwischen den Erhebungen 40 und den Ausnehmungen 42 ineinander geschoben und damit 25 eine erhöhte Dichtwirkung nach Art einer Flachdichtung bei einer gleichzeitig damit verbundenen Selbstverankerung erzielt werden.

In den Fig. 4 und 5 sind den Figuren 2 und 3 analoge Schnittdarstellungen gezeigt, wobei eine umlaufende größere Nut 43 in der Empfängerhornhaut 39 einen entsprechenden Stegvorsprung 44 an der Spenderhornhaut 41 aufnimmt. An der Nut sind Dichtlippen 45 ausgebildet, die durch den
5 Augeninnendruck p wiederum für eine Abdichtung sorgen.

In den Fig. 6 und 7 wiederum ist eine selbstverankernde Geometrie des Implantats in Form der Spenderhornhaut 41 gezeigt. Dazu wird eine formschlüssige, hinterschnittene Verbindung von Empfänger- und Spenderhornhaut 39, 41 erzeugt, und zwar durch Einbringen einer radialen Verzahnung oder durch radiale Stege 46 und entsprechende Nuten 47 an Spender-
10 41 und Empfängerhornhaut 39. Diese Stege 46 und Nuten 47 übernehmen auch die Funktion eines Markers für die Drehposition des Implantats 41 in der Empfängerhornhaut 39.

Patentansprüche

1. Laserbasierte Vorrichtung zur nichtmechanischen, dreidimensionalen
Trepanation bei Hornhauttransplantationen umfassend
 - 5 - eine Computer-gestützte Steuer- und Regeleinheit (4) mit mindestens einem Steuerrechner (5, 6, 7) und mindestens einer Anzeigeeinheit (8, 9), sowie
 - eine Laserquelle (2) zur Erzeugung eines Arbeitslaserstrahls (3),
gekennzeichnet durch
 - 10 - einen Multisensor-Bearbeitungskopf (1), in den integriert sind:
 - = eine axiale Strahlführung (11), in die der Arbeitslaserstrahl (3) einkoppelbar ist,
 - = eine Fokusnachführeinheit (12) zur z-Positionsverstellung des Fokus (13) des Arbeitslaserstrahls (3),
 - 15 = eine x-y-Scannereinheit (14, 15) zur x-y-Positionsverstellung des Arbeitslaserstrahls (3),
 - = eine Augenpositions-Sensoreinheit (23, 24, 35, 36) zur Erfassung der Lage des Auges, und
 - = eine Plasma-Sensoreinheit (16, 25) zur Erfassung des bei der
 - 20 Hornhaut-Trepanation auftretenden Plasmaleuchtens.
2. Trepanationsvorrichtung nach Anspruch 1, **gekennzeichnet durch** einen Justierlaser (17), dessen sichtbarer Justierstrahl in die axiale Strahlführung (11) über ein in x-y-z-Richtung positionierbares Umlenkprisma
25 (18) einkoppelbar ist.
3. Trepanationsvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, **gekennzeichnet durch** eine Infrarot-Beleuchtungseinheit (19), deren Infrarot-Strahl (20) in die axiale Strahlführung (11) über ein in x-y-z-Richtung posi-

onierbares Umlenkprisma (21) einkoppelbar ist.

4. Trepanationsvorrichtung nach einem der vorgenannten Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Fokuspachführereinheit (12) eine
5 adaptive Optik oder eine verschiebbare telezentrische Fokussierlinse (37) aufweist.
5. Trepanationsvorrichtung nach einem der vorgenannten Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die x-y-Scannereinheit eine Grobver-
10 stelleinheit (14) mit zwei Stellachsen (26, 27) und eine Feinverstell-
einheit (15) vorzugsweise mit piezo-angetriebenen Kippspiegeln (33, 34) aufweist.
6. Trepanationsvorrichtung nach den Ansprüchen 4 und 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** die x-y-Scannereinheit (14, 15) und die Fokus-
15 nachführereinheit (12) Positionsrückkopplungs-Ausgänge aufweisen, die zur Kontrolle der x-y-z-Ist-Position des Fokus (13) des Arbeitslaserstrahls (3) mit der Steuer- und Regeleinheit (4) gekoppelt sind.
- 20 7. Trepanationsvorrichtung nach einem der vorgenannten Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Augenpositions-Sensoreinheit zwei mit ihrer Zeilenausrichtung orthogonale CCD-Zeilencameras (23, 24) aufweist.
- 25 8. Trepanationsvorrichtung nach einem der vorgenannten Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Augenpositions-Sensoreinheit zwei Laserabstandssensoren (35, 36) aufweist, von denen einer seinen Abstand zum Zentrum der zu behandelnden Hornhaut und der andere sei-

nen Abstand zu einem Randpunkt der Hornhaut bestimmt.

9. Trepanationsvorrichtung nach einem der vorgenannten Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Plasma-Sensoreinheit durch eine
5 CCD-Flächenkamera (25) zur orts aufgelösten Detektion des Plasma-
leuchtens oder einen Plasmasensor (16) gebildet ist.
10. Trepanationsvorrichtung nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet**,
10 **dass** die Bilddaten der CCD-Flächenkamera (25) zur Ermittlung der
Pupillenkontur des zu behandelnden Auges heranziehbar sind.
11. Trepanationsvorrichtung nach einem der vorgenannten Ansprüche, **ge-
kennzeichnet durch** einen Laserleistungssensor (22) im Multisensor-
Bearbeitungskopf (1).
15
12. Trepanationsvorrichtung nach einem der vorgenannten Ansprüche, **da-
durch gekennzeichnet**, dass in den Multisensor-Bearbeitungskopf (1)
ein Operationsmikroskop (32) integriert ist.
- 20 13. Trepanationsvorrichtung nach einem der vorgenannten Ansprüche, **da-
durch gekennzeichnet**, dass die Steuer- und Regeleinheit (4) einen
zentralen Steuerrechner (5), einen mit den CCD-Zeilencameras (23,
24) und der Infrarot-Beleuchtungseinheit (19) gekoppelten Lagebe-
stimmungsrechner (6) und einen mit der CCD-Flächenkamera (25) ge-
25 koppelten Steuerrechner (7) aufweist.
14. Trepanationsvorrichtung nach einem der vorgenannten Ansprüche, **da-
durch gekennzeichnet**, dass die Anzeigeeinheit mehrere Displays (8,
9) zur Darstellung eines Echtzeit-Bildes des zu behandelnden Auges

mit dem Plasmaleuchten und zur Darstellung von Planungs-, Überwachungs- und Simulationsbildern und -daten aufweist.

1/4

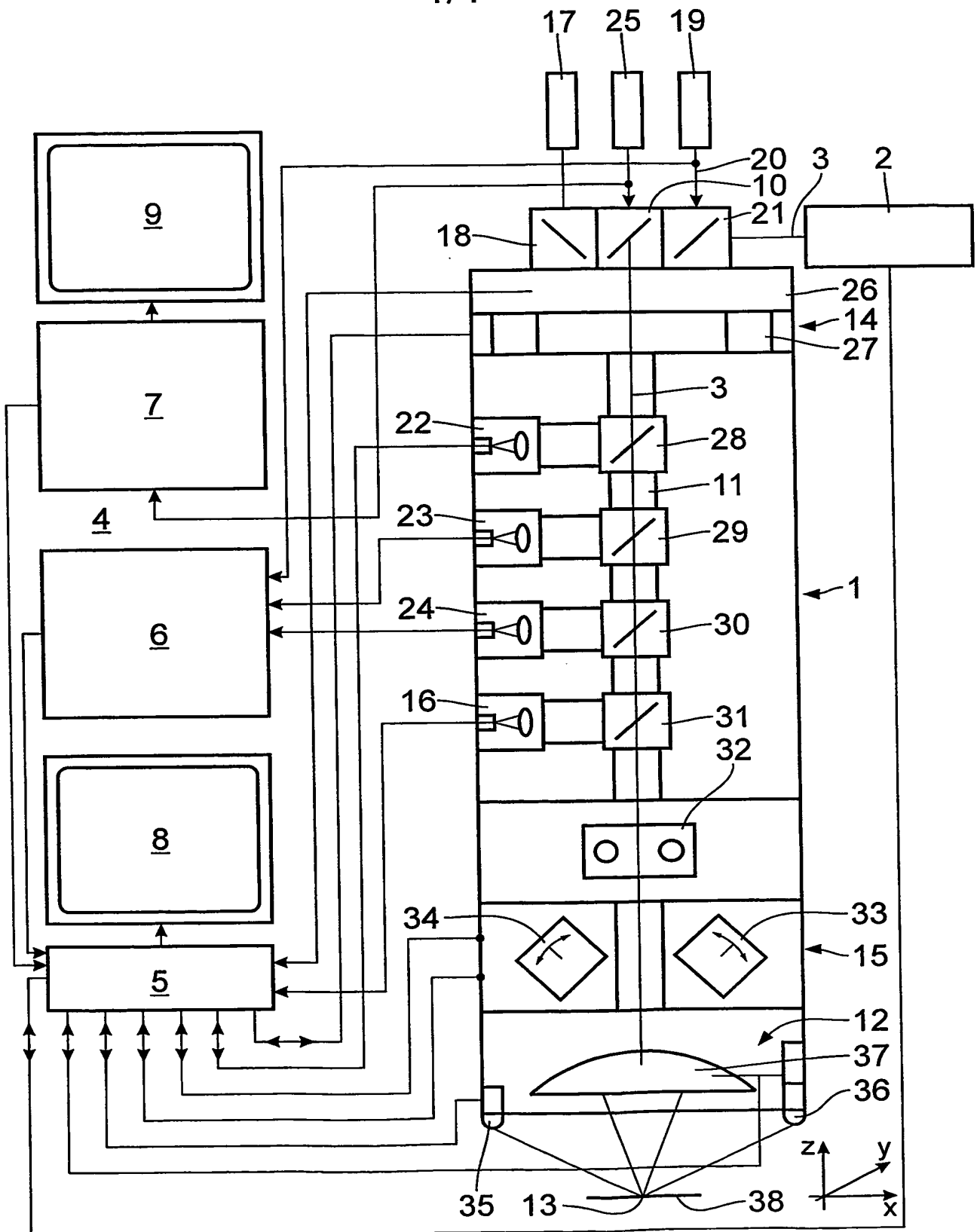
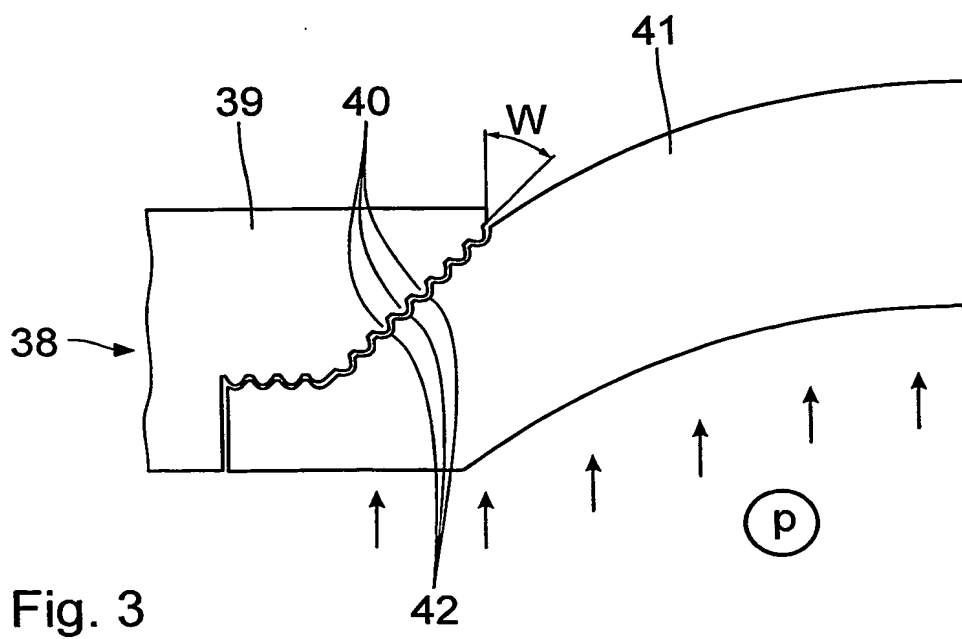
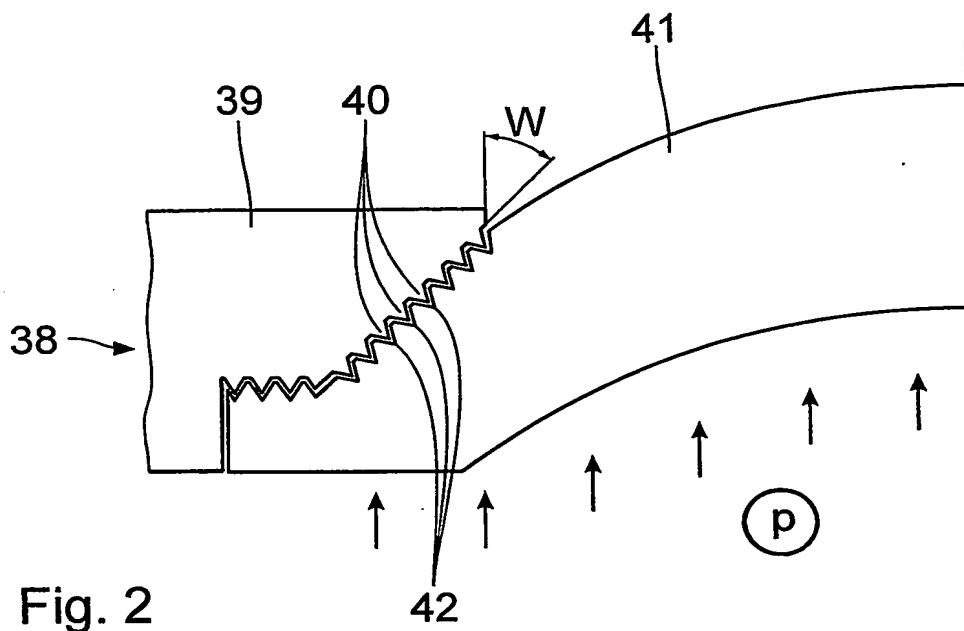
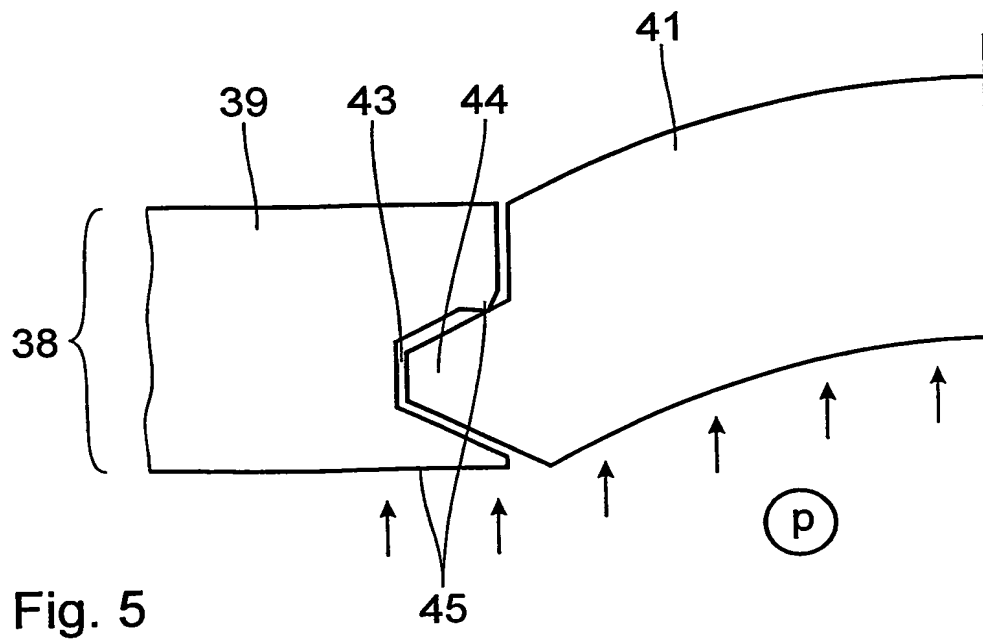
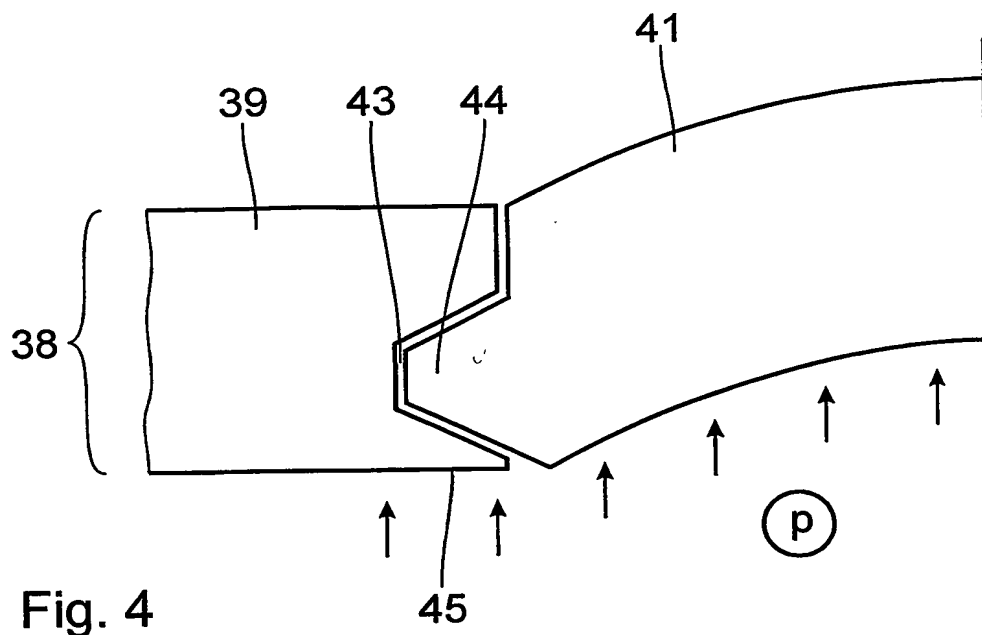


Fig. 1

2/4





4/4

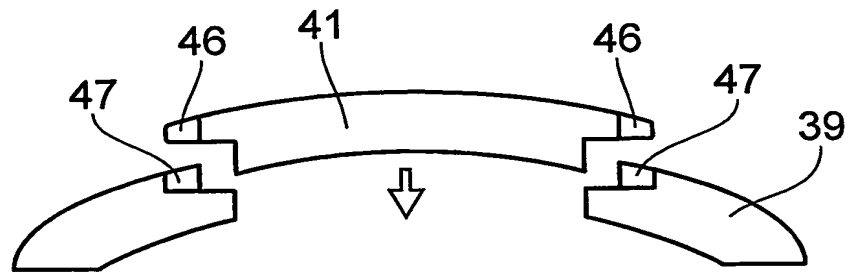


Fig. 7

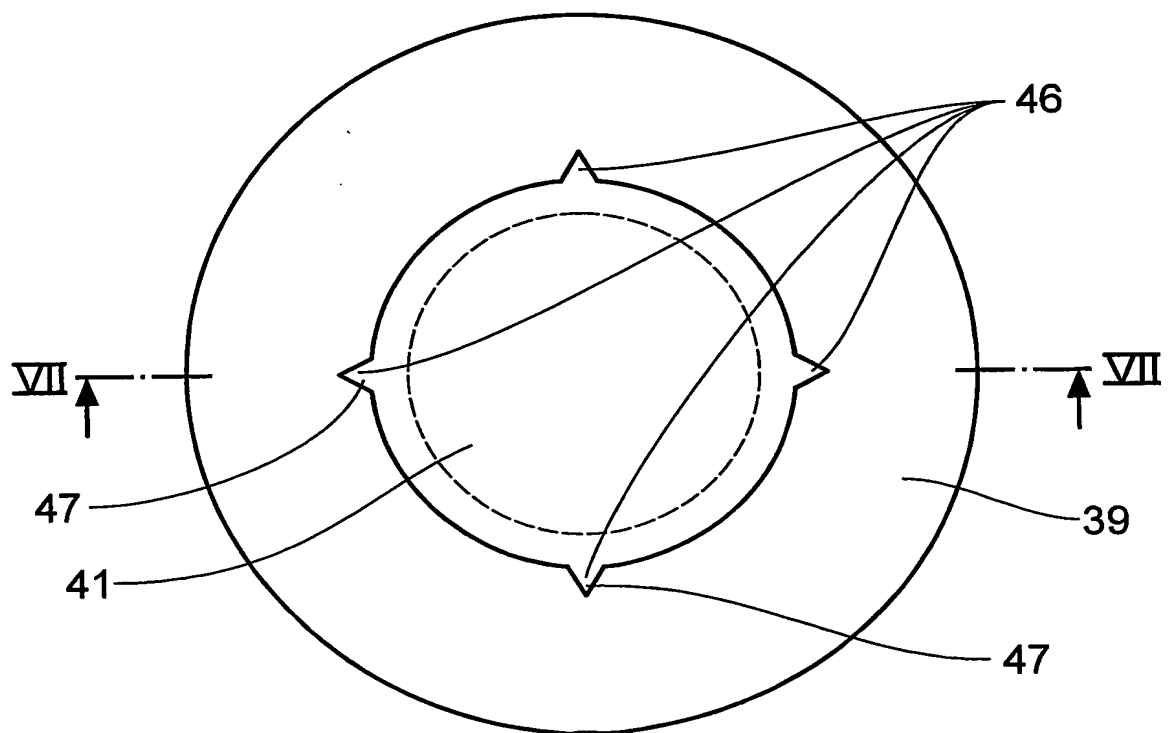


Fig. 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/EP 03/09078

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 IPC 7 A61F9/01 A61F9/013

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 93 16631 A (PHOENIX) 2 September 1993 (1993-09-02) page 29; figures 8-10 page 3 -page 4 ----	1-14
A	EP 0 572 435 A (MEDIZINISCHES LASERZENTRUM LUE) 8 December 1993 (1993-12-08) cited in the application the whole document ----	1
A	EP 1 138 291 A (INTRALASE) 4 October 2001 (2001-10-04) figures 1,3,5,11 ----	1
A	US 6 325 792 B1 (SWINGER) 4 December 2001 (2001-12-04) cited in the application column 25 -column 26; figures 6,15 ----	1
	--- -/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

E earlier document but published on or after the international filing date

L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

T later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

X document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

Y document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

G document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

8 December 2003

Date of mailing of the international search report

02/01/2004

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Barton, S

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/EP 03/09078

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 0 951 882 A (NWL) 27 October 1999 (1999-10-27) -----	1
A	DE 100 65 146 A (KÖNIG) 11 July 2002 (2002-07-11) -----	
P,X	WO 02 076355 A (KÖNIG) 3 October 2002 (2002-10-03) page 11, paragraph 4 -----	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/EP 03/09078

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9316631	A	02-09-1993	AU 3781193 A	13-09-1993
			CA 2130999 A1	02-09-1993
			EP 0630205 A1	28-12-1994
			WO 9316631 A1	02-09-1993
			US 2002173778 A1	21-11-2002
			US 2002198516 A1	26-12-2002
			US 5865832 A	02-02-1999
			US 6099522 A	08-08-2000
EP 572435	A	08-12-1993	DE 4105060 A1	20-08-1992
			WO 9214415 A1	03-09-1992
			DE 59202160 D1	14-06-1995
			EP 0572435 A1	08-12-1993
EP 1138291	A	04-10-2001	CA 2331223 A1	27-09-2001
			EP 1138291 A2	04-10-2001
			JP 2001276112 A	09-10-2001
US 6325792	B1	04-12-2001	US 5984916 A	16-11-1999
			AT 253880 T	15-11-2003
			AU 6709894 A	21-11-1994
			EP 0700310 A1	13-03-1996
			WO 9425107 A1	10-11-1994
			AU 5540594 A	24-05-1994
			WO 9409849 A1	11-05-1994
			AT 218904 T	15-06-2002
			AU 671607 B2	05-09-1996
			AU 3069792 A	07-06-1993
			AU 698453 B2	29-10-1998
			AU 7416096 A	27-02-1997
			CA 2123008 A1	13-05-1993
			DE 69232640 D1	18-07-2002
			DE 69232640 T2	06-02-2003
			EP 1159986 A2	05-12-2001
			EP 0614388 A1	14-09-1994
			JP 5508504 T	25-11-1993
			JP 7503382 T	13-04-1995
			WO 9308877 A1	13-05-1993
			US 6210401 B1	03-04-2001
			US 2001010003 A1	26-07-2001
EP 951882	A	27-10-1999	DE 19817403 A1	21-10-1999
			EP 0951882 A2	27-10-1999
DE 10065146	A	11-07-2002	DE 10065146 A1	11-07-2002
WO 02076355	A	03-10-2002	DE 10148783 A1	31-10-2002
			WO 02076355 A2	03-10-2002

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationaler Aktenzeichen

PCT/EP 03/09078

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES IPK 7 A61F9/01 A61F9/013		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchiertes Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) IPK 7 A61F		
Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 93 16631 A (PHOENIX) 2. September 1993 (1993-09-02) Seite 29; Abbildungen 8-10 Seite 3 -Seite 4	1-14
A	EP 0 572 435 A (MEDIZINISCHES LASERZENTRUM LUE) 8. Dezember 1993 (1993-12-08) in der Anmeldung erwähnt das ganze Dokument	1
A	EP 1 138 291 A (INTRALASE) 4. Oktober 2001 (2001-10-04) Abbildungen 1,3,5,11	1
A	US 6 325 792 B1 (SWINGER) 4. Dezember 2001 (2001-12-04) in der Anmeldung erwähnt Spalte 25 -Spalte 26; Abbildungen 6,15	1
-/-		
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist "E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche 8. Dezember 2003		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts 02/01/2004
Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Barton, S

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationaler Aktenzeichen

PCT/EP 03/09078

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGEFÜHRTE UNTERLAGEN

Kategorie°	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	EP 0 951 882 A (NWL) 27. Oktober 1999 (1999-10-27)	
A	DE 100 65 146 A (KÖNIG) 11. Juli 2002 (2002-07-11)	
P,X	WO 02 076355 A (KÖNIG) 3. Oktober 2002 (2002-10-03) Seite 11, Absatz 4	1

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationaler Aktenzeichen

PCT/EP 03/09078

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
WO 9316631	A	02-09-1993	AU	3781193 A	13-09-1993
			CA	2130999 A1	02-09-1993
			EP	0630205 A1	28-12-1994
			WO	9316631 A1	02-09-1993
			US	2002173778 A1	21-11-2002
			US	2002198516 A1	26-12-2002
			US	5865832 A	02-02-1999
			US	6099522 A	08-08-2000
EP 572435	A	08-12-1993	DE	4105060 A1	20-08-1992
			WO	9214415 A1	03-09-1992
			DE	59202160 D1	14-06-1995
			EP	0572435 A1	08-12-1993
EP 1138291	A	04-10-2001	CA	2331223 A1	27-09-2001
			EP	1138291 A2	04-10-2001
			JP	2001276112 A	09-10-2001
US 6325792	B1	04-12-2001	US	5984916 A	16-11-1999
			AT	253880 T	15-11-2003
			AU	6709894 A	21-11-1994
			EP	0700310 A1	13-03-1996
			WO	9425107 A1	10-11-1994
			AU	5540594 A	24-05-1994
			WO	9409849 A1	11-05-1994
			AT	218904 T	15-06-2002
			AU	671607 B2	05-09-1996
			AU	3069792 A	07-06-1993
			AU	698453 B2	29-10-1998
			AU	7416096 A	27-02-1997
			CA	2123008 A1	13-05-1993
			DE	69232640 D1	18-07-2002
			DE	69232640 T2	06-02-2003
			EP	1159986 A2	05-12-2001
			EP	0614388 A1	14-09-1994
			JP	5508504 T	25-11-1993
			JP	7503382 T	13-04-1995
			WO	9308877 A1	13-05-1993
			US	6210401 B1	03-04-2001
			US	2001010003 A1	26-07-2001
EP 951882	A	27-10-1999	DE	19817403 A1	21-10-1999
			EP	0951882 A2	27-10-1999
DE 10065146	A	11-07-2002	DE	10065146 A1	11-07-2002
WO 02076355	A	03-10-2002	DE	10148783 A1	31-10-2002
			WO	02076355 A2	03-10-2002

(12) NACH DEM VEREIN ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

BERICHTIGTE FASSUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
4. März 2004 (04.03.2004)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2004/017878 A1

(51) Internationale Patentklassifikation⁷: A61F 9/01, 9/013

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2003/009078

(22) Internationales Anmeldedatum:
16. August 2003 (16.08.2003)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
102 37 945.9 20. August 2002 (20.08.2002) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von
US): QUINTIS GMBH [DE/DE]; Henkestrasse 91, 91052
Erlangen (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): VAN DER HEYD,
Gerd [DE/DE]; Frankenweg 10, 91325 Adelsdorf (DE).
HARRER, Michael [DE/DE]; Mittelmembach 11, 91093
Hessdorf (DE). LANGENBUCHER, Achim [DE/DE];

Brucker Weg 10, 91054 Buckenhof (DE). FRANKEN-
BERGER, Reinhold [DE/DE]; Jakobstrasse 5, 91466
Gerhardshofen (DE).

(74) Anwälte: HÜBNER, Gerd usw.; Königstrasse 2, 90402
Nürnberg (DE).

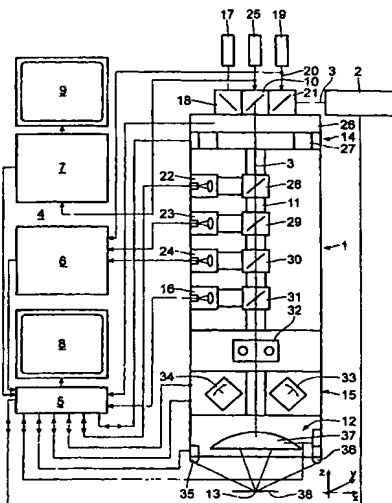
(81) Bestimmungsstaaten (national): AE, AG, AL, AM, AT,
AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR,
CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE,
GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR,
KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK,
MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU,
SC, SD, SE, SG, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (regional): ARIPO Patent (GH,
GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW),
eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ,
TM), europäisches Patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE,
DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL,
PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI Patent (BF, BJ, CF, CG,
CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: LASER-BASED DEVICE FOR NON-MECHANICAL, THREE-DIMENSIONAL TREPANATION DURING CORNEA TRANSPLANTS

(54) Bezeichnung: LASERBASIERTE VORRICHTUNG ZUR NICHTMECHANISCHEN, DREIDIMENSIONALEN TREPANATION BEI HORNHAUTTRANSPLANTATIONEN



(57) Abstract: The invention relates to a laser-based device for non-mechanical, three-dimensional trepanation during cornea transplants, said device comprising a computer-assisted control and regulation unit (4) provided with at least one control computer (5, 6, 7) and at least one display unit (8, 9), a laser source (2) for generating a working laser beam (3), and a multisensor processing head (1) into which the following items are integrated: an axial beam positioning system (11) into which the working laser beam (3) can be coupled, a focal point tracking unit (12) for the displacement of the focal point (13) of the working laser beam (3) into position z, an x-y scanner unit (14, 15) for the displacement of the working laser beam (3) into positions x and y, an eye position sensor unit (23, 24, 35, 36) for detecting the position of the eye, and a plasma sensor unit (16, 25) for detecting the plasma light occurring during the cornea trepanation.

(57) Zusammenfassung: Eine laserbasierte Vorrichtung zur nichtmechanischen, dreidimensionalen Trepanation bei Hornhauttransplantationen umfasst eine Computer-gestützte Steuer- und Regeleinheit (4) mit mindestens einem Steuerrechner (5, 6, 7) und mindestens einer Anzeige einheit (8, 9), eine Laserquelle (2) zur Erzeugung eines Arbeitslaserstrahls (3), sowie einen Multisensor-Bearbeitungskopf (1), in den integriert sind: eine axiale Strahlführung (11), in die der Arbeitslaserstrahl (3) einkoppelbar ist,

eine Fokuspachführung (12) zur z-Positionsverstellung des Fokus (13) des Arbeitslaserstrahls (3), eine x-y-Scannereinheit (14, 15) zur x-y-Positionsverstellung des Arbeitslaserstrahls (3), eine Augenpositions-Sensoreinheit (23, 24, 35, 36) zur Erfassung der Lage des Auges, und eine Plasma-Sensoreinheit (16, 25) zur Erfassung des bei der Hornhaut-Trepanation auftretenden Plasmaleuchtens.



Erklärung gemäß Regel 4.17:

— *Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv) nur für US*

Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht*

(48) Datum der Veröffentlichung dieser berichtigten

Fassung:

17. März 2005

(15) Informationen zur Berichtigung:

siehe PCT Gazette Nr. 11/2005 vom 17. März 2005, Section II

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.